

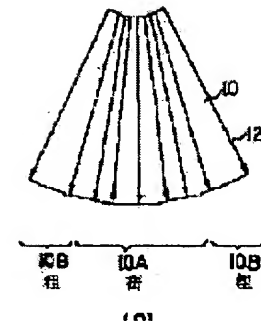
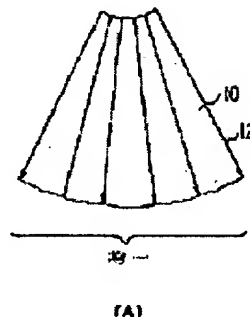
ULTRASONIC DIAGNOSTIC EQUIPMENT

Patent number: JP9192130
Publication date: 1997-07-29
Inventor: KAMIMURA TAKASHI
Applicant: ALOKA CO LTD
Classification:
- international: A61B8/00; G01N29/26
- european:
Application number: JP19960004229 19960112
Priority number(s): JP19960004229 19960112

Report a data error here

Abstract of JP9192130

PROBLEM TO BE SOLVED: To improve the image quantity of a part in question and to be observed while maintaining a frame rate by making a scanning control means capable of varying the density of scanning lines for constituting a scanning surface in an ultrasonic beam scanning direction. **SOLUTION:** Within the scanning surface 10, while maintaining the number of the scanning lines 12, the density of the scanning lines is raised only for a specified range 10A and the density of the scanning lines is lowered for the other range 10B. Thus, while recognizing the entire ultrasonic images, the image quality of a specified part is improved. Also, in the case of performing transmission and reception only for the specified range within the scanning surface 10, the density of the scanning lines is improved within the range and the image quality is improved without lowering the frame rate. Such density variable system and partial high density system are realized by computing a transmission delay amount and a reception delay amount, etc., by a parameter computing part, storing them in a RAM and reading and utilizing them.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-192130

(43) 公開日 平成9年(1997)7月29日

(51) Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 8/00			A 6 1 B 8/00	
G 0 1 N 29/26	5 0 3		G 0 1 N 29/26	5 0 3

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願平8-4229

(22) 出願日 平成8年(1996)1月12日

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72) 発明者 上村 崇

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

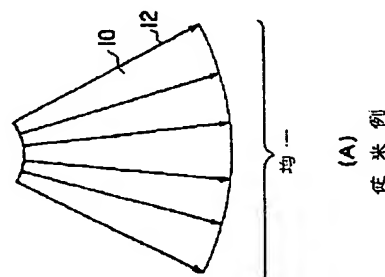
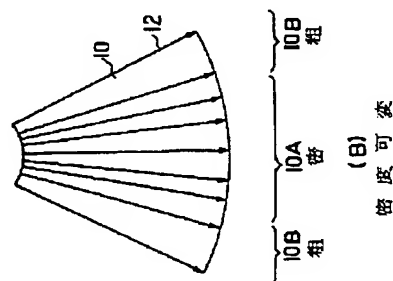
(74) 代理人 弁理士 吉田 研二 (外2名)

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 従来の超音波診断装置においては、走査面内の走査線の密度が均一化されており、走査線の本数を増加させるとフレームレートが低下していた。

【解決手段】 走査面10内において、走査線12の本数を維持しつつ、特定の範囲10Aのみについて走査線の密度を上げ、それ以外の範囲10Bについては走査線の密度を低下させる。これにより超音波画像全体を認識しながら、特定部分を高画質化できる。また走査面10内の特定の範囲内についてのみ送受信を行なう場合に、その範囲内において走査線の密度を向上させ、フレームレートを低下させずに高画質化を図る。このような密度可変方式及び部分高密度方式は、パラメータ演算部により送信遅延量及び受信遅延量などを演算し、それをRAMに格納し、読み出して利用することにより実現される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波の送受波を行うアレイ振動子と、前記アレイ振動子にて形成される超音波ビームの電子走査を制御する走査制御手段と、前記超音波ビームを電子走査して形成される走査面内のエコーデータに基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、を含み、前記走査制御手段により、前記走査面を構成する走査線の密度が超音波ビーム走査方向に可変可能であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 請求項1記載の超音波診断装置において、前記走査制御手段は、1走査面内の走査線の本数を一定に維持しつつ、走査面内の密度可変を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 請求項1記載の超音波診断装置において、前記走査制御手段に対し、走査面内の走査線の粗密を任意に設定する粗密設定手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 超音波の送受波を行うアレイ振動子と、前記アレイ振動子にて形成される超音波ビームの電子走査を制御する走査制御手段と、前記超音波ビームを電子走査して形成される走査面内のエコーデータに基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、を含み、前記走査制御手段により前記走査面を構成する走査線の本数を一定に維持しつつ走査範囲が可変可能であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 請求項4記載の超音波診断装置において、前記走査制御手段に対し、走査範囲を任意に可変設定する走査範囲設定手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】 請求項1又は4記載の超音波診断装置において、前記走査制御手段は、走査条件に従って、各振動子ごとの送信パラメータを演算する送信パラメータ演算手段と、前記各振動子ごとの送信パラメータが格納される送信パラメータ記憶手段と、前記送信パラメータ記憶手段から読み出された各振動子ごとの送信パラメータに従って、前記各振動子に対し送信信号を供給する送信回路と、走査条件に従って、各振動子ごとの受信パラメータを演算する受信パラメータ演算手段と、前記各振動子ごとの受信パラメータが格納される受信パラメータ記憶手段と、前記受信パラメータ記憶手段から読み出される各振動子

ごとの受信パラメータに従って、前記各振動子からの受信信号の処理を行う受信回路と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】 請求項6記載の超音波診断装置において、さらに、前記走査条件に従って、補間パラメータを演算する補間パラメータ演算手段と、前記補間パラメータが格納される補間パラメータ記憶手段と、前記補間パラメータ記憶手段から読み出された補間パラメータに従って、前記受信回路から出力された受信信号に対して補間処理を行う補間手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波診断装置、特に超音波ビームの走査に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波ビームは超音波の送受波により形成され、かかる超音波ビームの電子走査方式としては、電子リニア走査や電子セクタ走査などが周知である。超音波ビームを電子走査するといわゆる走査面が形成される。この走査面は二次元データ取り込み領域に相当するものである。走査面は複数の走査線により構成され、各走査線は超音波ビーム方向に相当する。

【0003】従来の超音波診断装置の中には、走査面を構成する走査線の本数を段階的（例えば、3段階）に可変できるものがある。この従来の第1の方式を説明すると、図7（B）に示すような走査面10全体として走査線12の密度が中程度の場合から、必要に応じてユーザーの選択により、（A）に示す小程度、あるいは（C）に示す大程度に切り換えることが可能であった。これらの例では、走査線の本数が増減可能であるものの、1走査面内において走査線の粗密可変を行うものではない。

【0004】超音波画像の画質の面を考えると、走査面を構成する走査線の本数は多ければ多い程よい。すなわち、走査面全体として、走査線の密度が高い方がよい。しかしながら、1枚の超音波画像の形成に係るフレームレートは1走査面内の走査線の本数に依存し、走査線の本数が多ければ多い程、フレームレートは反比例して低下する。それとは逆に、走査線の本数を少なくすれば少なくする程、フレームレートを向上できる。循環器系の疾病診断、例えば心臓の超音波診断装置においては、心臓の運動周期に対して十分にフレームレートを大きくする必要があり、すなわちフレームレートを優先させる結果、画質の低下を避けられないという問題があった。

【0005】ここで、参考までにフレームレートと走査線の本数との関係を説明する。超音波の伝搬速度を v [m/sec]とし、最大診断距離を d [m]とした場

合、任意の方向に超音波を送波してその超音波が深さ d の地点に届くまでの送信完了時間 t_1 は、

$$t_1 = d/v \quad [\text{sec}]$$

であり、これと同様に、深さ d からの反射波が原点に戻るまでの受信完了時間は、

$$t_2 = d/v \quad [\text{sec}]$$

である。よって、任意の方向に対する送受信の完了時間 t_0 は、

$$t_0 = t_1 + t_2$$

$$= d/v \times 2$$

であり、この時間 t_0 が1本の超音波ビーム（換言すれば、1走査線）を形成するために要する時間である。ここで、1走査面を構成する走査線の本数を n 本とすると、その n 本の超音波ビームの形成に係る時間 t_n は、

$$t_n = d/v \times 2 \times n$$

である。上記式の逆数をフレームレート f と定義すると、

$$f = 1/t_n$$

$$= v / (2 \times d \times n)$$

であり、そのフレームレート f は1秒間当たり走査面（超音波画像）の枚数を意味し、周知のように、フレームレート f は1走査面内の走査線の本数 n と反比例の関係にある。

【0006】例えば、セクタ走査において、走査範囲の角度を θ とし、走査線の本数を n 本とした場合、走査線間の角度は $\theta / (n - 1)$ となる。上記従来の走査線密度の切り換えにおいては、走査角度 θ を維持しつつ、走査線数を $2n$ 本や $3n$ 本にするものであり、その場合、走査線間の角度はそれぞれ $\theta / (2n - 1)$ 、 $\theta / (3n - 1)$ となる。すなわち、走査線の本数を2倍、3倍にすれば、それに応じて画像を構成する情報量も2倍、3倍となるが、1走査面を形成するために要する時間は送受信回数が増えた分だけ増加して、フレームレートは $1/2$ 、 $1/3$ となる。これはリニア走査等、他の走査方式においても同様である。

【0007】ところで、従来の超音波診断装置の中には、走査範囲を狭めることが可能なものがある。セクタ走査を例にとって、これを図8に基づいて説明する。

【0008】この従来の第2の方式では、もとの走査線の密度を維持しつつ、その走査角度（セクタ角度）を狭めるもので、その結果、走査線の本数が減少し、フレームレートは向上する。ただし、画質は変わらず、走査面に対応する表示画像も小さくなる。

【0009】いま、走査角度を θ とし、もとの走査面での走査線の本数を n 本とした場合において（走査線間の角度は $\theta / (n - 1)$ ）、走査面の広がり小さくすると、すなわち例えば走査角度を $\theta / 2$ にすると、走査線の本数は $n/2$ となる。ここで、1走査線当たり送信1回、受信1回であると仮定すると、走査線が n 本の場合には送信及び受信の総回数が $2n$ であるに対し、走査面

を $1/2$ に狭めた場合には送受信の総回数は n となる。つまり、1枚の画像を形成するための時間が $1/2$ となり、フレームレートが2倍となる。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記従来の第1方式において、フレームレートを向上させれば、超音波画像の全体にわたって画質が劣化してしまい、その逆に画質を向上させればフレームレートが低下してしまつて循環器の超音波診断に適さないという問題があった。

【0011】また、上記第2の従来方式では、フレームレートを向上できるものの、超音波画像の表示範囲が狭くなってしまい、臓器全体と特定部位との関わり合いや臓器相互の位置関係などを把握したい場合には適さないという問題があった。つまり、超音波画像に対しそれ全体を一度に精査したいことはあまりなく、多くの場合は、臓器全体を背景として特定部位を注目観察したい場合が多い。

【0012】本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、フレームレートを維持しつつ、注目観察したい部分の画質の向上を図ることができる超音波診断装置を提供することにある。

【0013】また、本発明の目的は、フレームレートの維持を前提としつつ、走査範囲を狭めた場合に画質向上を図ることができる超音波診断装置を提供することにある。また、本発明の目的は、注目観察したい領域を任意に設定できるようにし、また、その領域設定に柔軟に対応して送受信制御を行うことにある。

【0014】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明は、超音波の送受信を行うアレイ振動子と、前記アレイ振動子にて形成される超音波ビームの電子走査を制御する走査制御手段と、前記超音波ビームを電子走査して形成される走査面内のエコーデータに基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、を含み、前記走査制御手段は、前記走査面を構成する走査線の密度が超音波ビーム走査方向に可変可能であることを特徴とする。

【0015】上記構成によれば、走査面を構成する走査線の密度が超音波ビーム走査方向に可変可能である密度可変方式を実現でき、特に観察したい範囲に対して走査線を高密度に設定し、それ以外の範囲については走査線を低密度に設定すれば、走査面全体として走査線の本数を増減させることなく、すなわちフレームレートを変えることなく、特定の範囲に対して超音波画像の画質向上を図ることが可能となる。すなわち、走査面全体としてのエリアを維持しながら、そのエリア内の特定範囲について集中的に走査線を設定して当該範囲内の画質を良好にでき、例えば臓器全体を認識しながらその臓器内の特定の部位を詳細に観察することなどが可能となる。

【0016】本発明の好適な態様では、前記走査制御手段は、1走査面内の走査線の本数を維持しつつ、走査面内の密度可変を行う。また、本発明の好適な態様では、前記走査制御手段に対し、走査面内の走査線の粗密を任意に設定する粗密設定手段を有する。

【0017】また、上記目的を達成するために、本発明は、超音波の送受波を行うアレイ振動子と、前記アレイ振動子にて形成される超音波ビームの電子走査を制御する走査制御手段と、前記超音波ビームを電子走査して形成される走査面内のエコーデータに基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、を含み、前記走査制御手段は前記走査面を構成する走査線の本数を一定に維持しつつ走査範囲が可変可能であることを特徴とする。

【0018】上記構成によれば、走査面を構成する走査線の本数を維持しながら、すなわちフレームレートを維持しながら走査範囲を可変して部分高密度方式を実現できるので、もとの走査面内における特定範囲に走査線を集中的に設定して当該範囲についての超音波画像の画質向上を図ることができる。このような部分高密度方式では、表示されるエリアが実際上狭くなってしまうが、その分だけ特定範囲の画質を良好にでき、超音波診断精度を向上できるという利点がある。

【0019】本発明の好適な態様では、前記走査制御手段に対し、走査範囲を任意に可変設定する走査範囲設定手段を有する。

【0020】また、本発明の好適な態様では、前記走査制御手段は、走査条件に従って、各振動子ごとの送信パラメータを演算する送信パラメータ演算手段と、前記各振動子ごとの送信パラメータが格納される送信パラメータ記憶手段と、前記送信パラメータ記憶手段から読み出された各振動子ごとの送信パラメータに従って、前記各振動子に対し送信信号を供給する送信回路と、走査条件に従って、各振動子ごとの受信パラメータを演算する受信パラメータ演算手段と、前記各振動子ごとの受信パラメータが格納される受信パラメータ記憶手段と、前記受信パラメータ記憶手段から読み出される各振動子ごとの受信パラメータに従って、前記各振動子からの受信信号の処理を行う受信回路と、を含むことを特徴とする。

【0021】従来においては、ROMなどにすべての送受信モードにおける送信パラメータおよび受信パラメータのセットがあらかじめ格納されていたため、上述した密度可変方式や部分高密度方式などを実現しようとすると、そのROMの容量が極めて大規模となり、それらの方式を実現するのが実際上不可能に近かった。これに対し、上記構成によれば、設定された送受信条件の下で、送信パラメータ演算手段や受信パラメータ演算手段がそれぞれ送信パラメータ及び受信パラメータを送信あるいは受信モードが変更されるごとに演算し、その演算結果を送信パラメータ記憶手段及び受信パラメータ記憶手段に格納するので、従来よりもそのような記憶手段の容量

が極めて削減できる。近年の技術進歩により、演算速度は極めて向上しており、上記構成のようにモードの切り替えごとにパラメータ演算を行っても迅速な応答が維持できる。ここで、送信パラメータ記憶手段及び受信パラメータ記憶手段は望ましくは高速で書き込み及び読み出しが行えるRAMなどで構成される。

【0022】本発明の好適な態様では、さらに、前記走査条件に従って、補間パラメータを演算する補間パラメータ演算手段と、前記補間パラメータが格納される補間パラメータ記憶手段と、前記補間パラメータ記憶手段から読み出された補間パラメータに従って、前記受信回路から出力された受信信号に対して補間処理を行う補間手段と、を含む。

【0023】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0024】図1には、本発明に係る超音波診断装置の全体構成がブロック図で示されている。この超音波診断装置は、密度可変方式及び部分高密度方式に基づく超音波ビームの走査制御を実現できるものであり、以下、まずそれらの密度可変方式及び部分高密度方式について説明する。

【0025】図2には、本発明に係る密度可変方式による走査線の設定方法が示されている。この密度可変方式では、図2(A)に示されるように走査面10内において、特定の範囲10Aに対して例えば走査線を集中させて高密度を設定できる。これに対し、走査面10内におけるその範囲10Aを除いた範囲10Bでは前記高密度分だけ走査線12の本数が少なくなった低密度領域が形成される。すなわち、本発明に係る密度可変方式では、走査面10に対して走査線12を均一に設定した場合における走査線の本数を n 本とすると、その n 本の走査線本数を維持しつつ、走査面10内において走査線の密度を非均一化、換言すれば密度に変化を持たせることにより、着目したい領域のみに対して画質の向上を図るものである。従って、密度可変方式によれば、基本的にフレームレートは維持されるので、例えば心臓などの超音波診断に適用しても十分実時間性を確保することが可能となる。図2(A)に示すような密度設定では、中央部分の範囲10Aに高密度が設定され、その両側の範囲10Bに対して低密度が設定されていたが、もちろん高密度の範囲は任意に設定することができる。すなわち、走査面10内において所望の範囲に対して所望の本数の走査線を振り分けることができる。なお、それらの範囲10A、10B内においては基本的に走査線の密度は均一であるが、もちろんその範囲内においてさらに密度を可変させてもよい。超音波画像を観察する場合には、その超音波画像全体を一度に精査することはあまりなく、断層画像全体を認識しながら特定の部位を注目観察する場合が多いが、そのような場合にこの密度可変方式は有用で

ある。図2(B)には、高密度の範囲10Aが走査面10内における右側領域に設定された場合が示されている。残りの左側の範囲10Bは低密度領域となっている。いずれにしても、そのような範囲の大きさや範囲内の走査線の本数は診断の目的などに応じてユーザーが自在に設定できる。したがって、図2(B)示すような密度設定後において、必要であれば今度は左側の範囲について高密度を設定してもよい。

【0026】図2に示した例はセクタ走査に密度可変方式を適用したものであったが、図3にはリニア走査に密度可変方式を適用した場合の例が示されている。

【0027】図3において、(A)には従来例が示されており、走査面10の全体にわたって走査線12が均等の密度で設定されている。(B)には本発明に係る密度可変方式が示されており、走査面10内の例えば中央の範囲10Aに対して高密度が設定され、それらの両側の範囲10Bには低密度が設定されている。すなわち、範囲10A内の走査線は密に構成され、それに対して、範囲10B内における走査線は粗である。

【0028】図4には、本発明に係る密度可変方式をさらにコンベックス走査に適用した場合が例示されている。図4(A)に示す従来例では、走査面10に対して走査線12が均等に振り分けられていたが、(B)に示す密度可変方式によれば、上述した例と同様に、特定の範囲10Aに対して高密度を設定し、それ以外の範囲10Bに対して低密度を設定できる。

【0029】以上説明した図2、図3及び図4に示した各走査モードにおいて、上述したように、走査線の本数は、密度可変を行なわない場合と同様にn本に維持されており、フレームレートの低下は防止されている。したがって、このような密度可変方式によれば、断層像全体を表示しつつ特定の領域を特に高画質で表示することが可能となる。

【0030】次に図5には、本発明に係る部分高密度方式が示されている。この図5に示す例はセクタ走査の場合である。

【0031】図5(A)に示すように、従来においては扇状をしたもとの走査面に対して実際の走査面10が制限されており、この場合においても走査線12の密度は維持されている。

【0032】(B)に示す本発明に係る部分高密度方式によれば、もとの走査面を構成したn本の走査線12を、狭く設定された走査面10内に全て均等に設定することができ、すなわちフレームレートを維持しつつ特定の領域のみを高画質で表示することが可能となる。もちろん実際に表示されるエリアも走査面10の形状にしたがって小さくなるが、例えば通常の走査を行なって患部を特定した後に走査範囲をその患部を含む部分的な領域に設定することによって、その患部を高解像度で表示させることができる。これにより超音波診断精度を向上さ

せることができる。

【0033】このような部分高密度方式は、図5に示したセクタ走査の場合に限られず、例えばリニア走査やコンベックス走査などに適用させることも好適である。なお、図5に示した部分高密度方式に更に図2などに示した密度可変方式を適用させることも可能である。すなわち、各方式を組み合わせることで装置を実現すればより有用な超音波診断装置を提供できる。

【0034】次に、以上説明した密度可変方式及び部分高密度方式が適用される本発明に係る超音波診断装置の全体構成について図1を用いて説明する。

【0035】図1において、超音波探触子20はアレイ振動子22を有する。このアレイ振動子は複数の超音波振動素子22aにより構成されている。

【0036】送信回路24は、送信パラメータRAM26内に格納された送信パラメータ、具体的には各振動素子ごとに設定された送信遅延量に基づいて各振動素子ごとの遅延線28aに対する遅延量の設定、及び送信パルスの生成などを行なっている。すなわち、送信回路24と各振動素子22aの間には各振動素子22aごとに遅延線28aが設けられており、各遅延線28aに設定される遅延時間は送信回路24により設定される。そして、その送信回路24から出力された送信パルスが各遅延線28aを通して各振動素子22aに供給される。なお、送信回路24は所定の周期信号に基づいてその動作を行なっている。

【0037】受信回路30は、各振動素子22aごとに設けられた遅延線32aと、それらの遅延線32aの出力を合成加算する合成加算回路34と、で構成される。各遅延線32aに対する遅延量の設定は、受信パラメータRAM36から出力された遅延量に基づいて行われる。その遅延線32aへの遅延量の書き込みは図示されていない受信制御部の制御により行われる。したがって、各振動素子22aから出力された受信信号はそれぞれ遅延線32aにおいて所定の遅延が行われた後、合成加算回路34において合成加算され単一の受信信号となって出力される。

【0038】受信パラメータRAM36には、上述したように受信パラメータとしての各振動素子ごとの遅延量が格納されている。なお、送信パラメータとしては、上述した送信遅延量に加えて送信電力量などがあげられる。すなわち、送信パラメータRAM26に送信遅延量に加えて送信電力量を示す値も格納させ、送信回路24がその格納された送信電力量を示す値に基づいて各振動素子22aごとに送信電力量の設定を行なってもよい。その一方、受信パラメータとしては、上述した受信遅延量のほかに各振動素子ごとの受信増幅度などがあげられる。すなわち、受信パラメータRAM36に受信遅延量に加えて各振動素子22aごとの受信増幅度を格納させれば、合成加算回路34において各振動素子22aごと

の受信信号の加算を行なう際に受信増幅度の重み付けを行なうことができる。

【0039】合成加算回路34から出力された受信信号は、検波器38において検波され、A/D変換器40においてデジタル信号に変換された後、DSC（デジタルスキャンコンバータ）42に供給される。このDSC42では、受信データに基づいて超音波画像の形成を行っており、さらに座標変換機能や補間機能などを有する。そのような補間のために、補間パラメータRAM44内に格納された補間パラメータがDSC42に供給されており、DSC42はそのような補間パラメータを利用して受信データの補間を行なう。DSC42から出力された超音波画像データはD/A変換器46においてアナログ信号に戻された後、表示器48に送られ超音波画像として表示される。なお、図1に示した構成例では、いわゆるBモード断層画像やMモード断層画像が表示されるが、もちろん超音波ドプラ診断装置に本発明を適用することもできる。

【0040】図1に示すパラメータ演算部50は、送信パラメータRAM26、受信パラメータRAM36及び補間パラメータRAM44に格納する各パラメータの演算及びその演算したパラメータの書き込み制御を行なうものである。具体的には、パラメータ演算部50は、メインコントローラ52から出力されるパラメータ演算のための各条件値に基づいて、上述した送信パラメータとしての送信遅延量、受信パラメータとしての受信遅延量及び補間パラメータとしての補間座標値や補間輝度値などの演算を行なっている。もちろん、送信遅延量や受信遅延量は、各振動素子22aごとに演算され、補間パラメータは画素値が欠落している画素ごとに求められ、あるいはそのような補間画素に対して補間を行なうための共通のパラメータとして演算される。

【0041】メインコントローラ52は、この超音波診断装置全体の制御を行っており、そのメインコントローラ52には本実施形態においてモード選択器54、粗密設定器56及び範囲設定器58が接続されている。これらのモード選択器54、粗密設定器56及び範囲設定器58は例えばキーボードなどの入力装置で構成することができ、ユーザーはそれらの入力装置を利用して各種の設定を行なうことができる。

【0042】例えば、図2などに示した密度可変方式が適用される場合、メインコントローラ52から各パラメータの演算に当たって必要な条件値がパラメータ演算部50に送られるが、具体的には、例えばセクタ走査の場合であれば高密度化したいあるいは低密度化したい領域の中心線の角度を示す α 、その領域における走査線の本数 n 、その領域の広がり θ などが条件値としてあげられる。また、リニア走査の場合であれば、指定する範囲の左右端の座標やその範囲における走査線の本数などが条件値としてあげられる。一方、図5に示したような部分

高密度方式においては、高密度化したいすなわち表示したい領域の中心線の角度 α 、その領域における走査線の本数 n 、その領域の広がり θ などが条件値としてあげられる。

【0043】いずれにしても、各走査モードにおいて、各方式を適用させた場合に、可変設定される条件値がメインコントローラ52からパラメータ演算部50に渡され、パラメータ演算部50は、それらの条件値及びパラメータ演算部50自体にあらかじめ格納された条件値に基づいて、送信パラメータや受信パラメータなどの演算を行なっている。各RAM26、36及び44へのパラメータの書き込みは、例えば一連の送受信を行なう前段階に行なわれるが、パラメータ演算部50は高速のマイクロコンピュータなどにより構成されているため、その書き込みは極めて短時間に行なうことができる。パラメータ演算部50は、もちろん送受信条件が変更された場合は、それにしたがって各パラメータを再演算しそれを各RAM26、36及び44へ出力する。

【0044】モード選択器54は、上述した密度可変方式及び部分高密度方式を選択するための装置であり、粗密設定器56は設定された範囲内における走査線の本数を設定するための装置であり、範囲設定器58は走査面内において特定の範囲を設定するための装置である。従来においては、このような逐次的なパラメータ演算によらずに、あらかじめパラメータをROMなどに格納しておいてそれを読み出して利用する方式であったため、そのROMの記憶量が極めて膨大であり、本発明のように自由自在な走査線の設定を行なうことができなかったが、図1に示す構成によればパラメータ演算部50と各RAM26、36及び44との組み合わせ利用によって、従来における制約を打開して極めて使い勝手が良い超音波診断装置を構成できる。なお、本発明者らの試算によれば、記憶容量を従来の千分の一にできることが確認されている。

【0045】次に、図6を用いて図1に示した超音波診断装置において密度可変方式又は部分高密度方式を実現する場合の動作について説明する。

【0046】S101では、いずれの方式を選択するかが判断されている。すなわちモード選択器54への入力に基づき、密度可変方式又は部分高密度方式が選択される。密度可変方式が選択された場合、S102において、ユーザーにより範囲設定器58が利用されて走査面内において走査線の密度を可変したい範囲が設定され、これと共に、粗密設定器56を用いてユーザーにより当該範囲内における走査線の本数が設定される。一方、S101において部分高密度方式が選択された場合、S103においてユーザーにより範囲設定器58を利用して高密度として表示したい範囲が設定される。

【0047】S104においては、以上のように設定された各条件値がメインコントローラ52からパラメータ

演算部50に送られ、パラメータ演算部50はそれらの条件値に基づいて送信パラメータ、受信パラメータ及び補間パラメータの演算を行なう。S105では、以上のようにして演算された各パラメータが対応するRAM26、36及び44に格納される。

【0048】S106においては、送信パラメータRAM26内に格納された送信パラメータとしての遅延量が送信回路24により読み出され、送信回路24により各遅延線28aに対して送信遅延量の設定が行なわれる。これと同時に、受信パラメータRAM36内に格納された受信パラメータとしての受信遅延量が読み出され、その受信遅延量に基づいて各遅延線32aにおける遅延量が設定される。

【0049】S107においては、送信回路24及び受信回路30の作用により、送受信が実行される。すなわち、送信回路24から送信パルスが遅延線28aを介して各振動素子22aに供給される。これにより各振動素子22aから生体内へ超音波パルスが放射され、生体内にて反射されたエコーが各振動素子22aにて受波されることになる。各振動素子から出力された受信信号は、それぞれ対応する遅延線32aを介して所定の遅延がなされた後、合成加算回路34にて加算され、単一の受信信号となって検波器38及びA/D変換器40を介してDSC42に送られる。DSC42では補間パラメータRAM44に格納された補間パラメータに基づき、受信データに対する補間を行なう。DSC42から出力された超音波画像データはS108においてD/A変換器46を介して表示器48に送られ、その表示器48において超音波画像が画像表示される。もちろんその超音波画像は、密度可変方式又は部分高密度方式により行なわれた走査線の設定に対応するものであり、すなわち密度可変方式では特定の範囲内の超音波画像が高画質化され、それ以外の範囲についてはその分だけ低画質化されたものが表示される。一方、部分高密度方式では、もとの超音波画像よりも、縮小されかつ高画質化された超音波画像が表示されることになる。

【0050】S109では、そのような送受信を続行するか否かが判断され、続行すると判断された場合には、S101からの各工程が繰り返し実行される。すなわち、必要に応じて範囲や走査線の本数が再設定され、それに応じてパラメータ演算部50が再度パラメータの演算を行ない、それに基づいて送受信制御が行なわれる。したがって、例えば高密度に表示されている領域をシフ

トさせたいような場合には、範囲設定器58を利用してその範囲を左右にシフトさせればその高密度領域を所望の部分に位置決めできる。また、範囲設定器58を利用してその範囲の大きさを縮小すれば、部分高密度方式ではより高画質の超音波画像を構成できる。これは密度可変方式でも同様であり、特定の部分をより高密度化したければ粗密設定器56を利用して所望の範囲についての走査線の本数を増加させればよい。ユーザーの希望や疾病診断上の要請などに基づいて適宜走査線の密度設定を行なうことができる。

【0051】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、フレームレートを維持しつつ注目観察したい部分の画質の向上を図ることができ、また走査範囲を狭めた場合に画質向上を図ることができる。また、本発明によれば高画質化したい範囲を自在に設定でき、そのように設定された範囲に迅速に対応して送受信制御を行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】 本発明に係る密度可変方式をセクタ走査に適用した場合を示す説明図である。

【図3】 本発明に係る密度可変方式をリニア走査に適用した場合を示す説明図である。

【図4】 本発明に係る密度可変方式をコンベックス走査に適用した場合を示す説明図である。

【図5】 本発明に係る部分高密度方式を示す説明図である。

【図6】 本発明に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

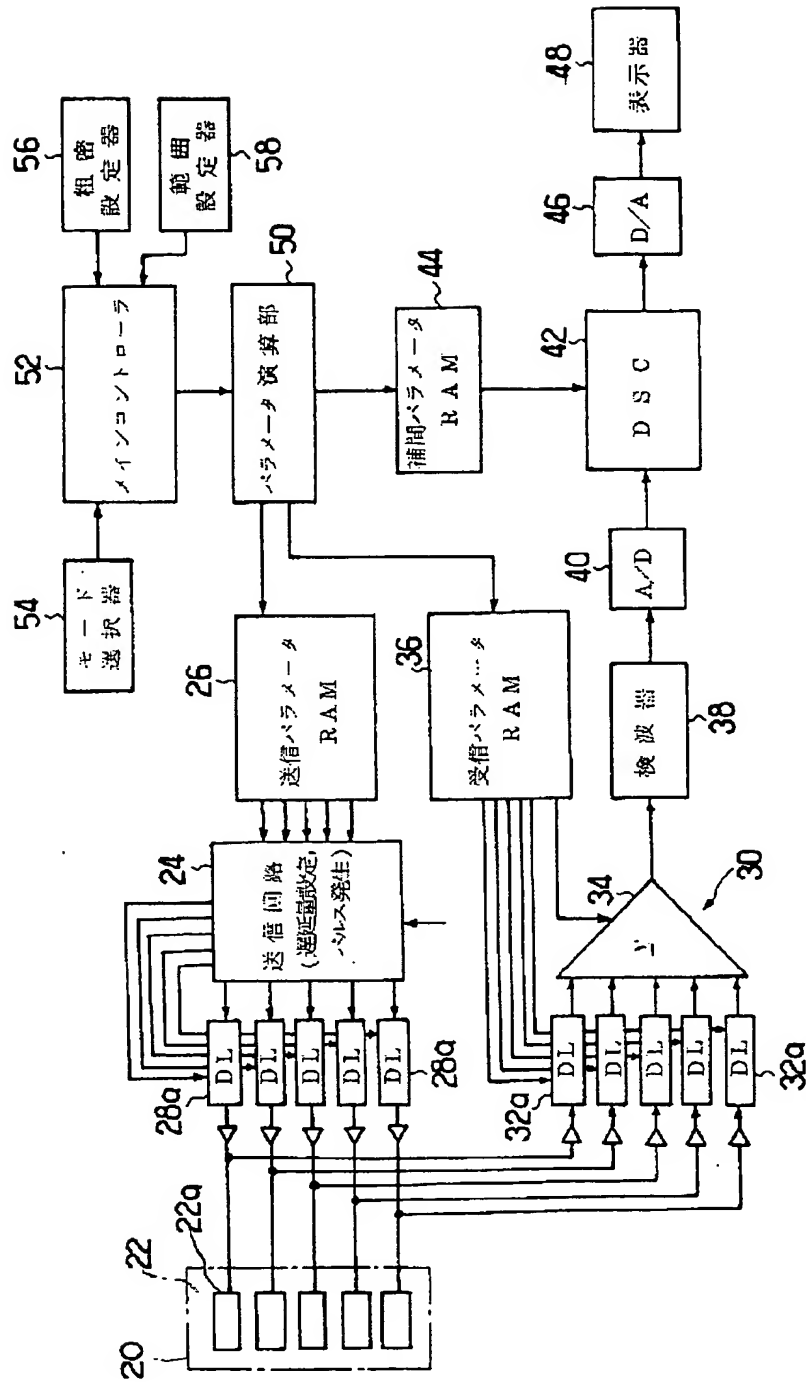
【図7】 従来の走査線密度の切り替えを示す説明図である。

【図8】 従来の限定された領域における表示の例を示す説明図である。

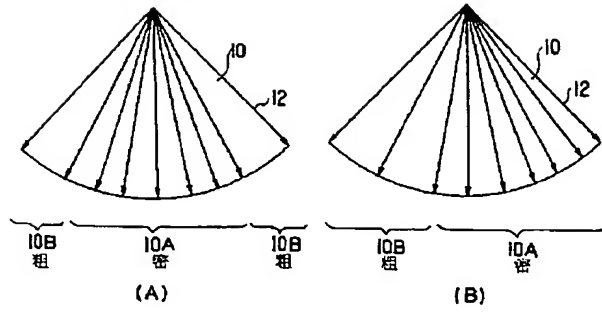
【符号の説明】

10 走査面、12 走査線、22 アレイ振動子、24 送信回路、26 送信パラメータRAM、28a 遅延線、30 受信回路、32a 遅延線、34 合成加算回路、36 受信パラメータRAM、42 DSC、44 補間パラメータRAM、50 パラメータ演算部、52 メインコントローラ、54 モード選択器、56 粗密設定器、58 範囲設定器。

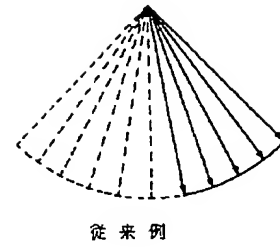
【図1】



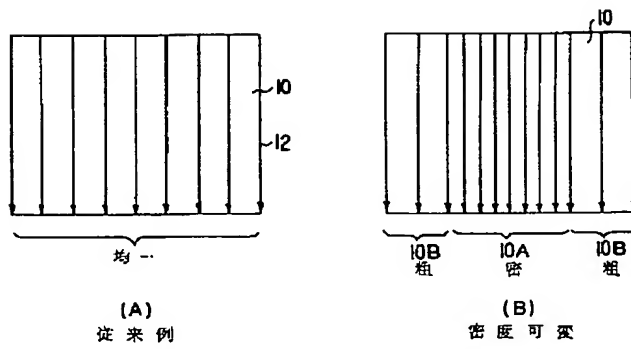
【图2】



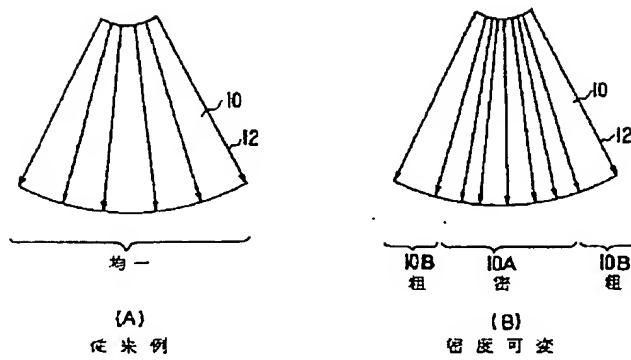
【图8】



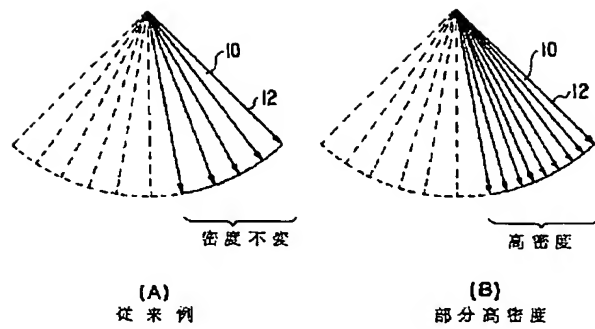
【图3】



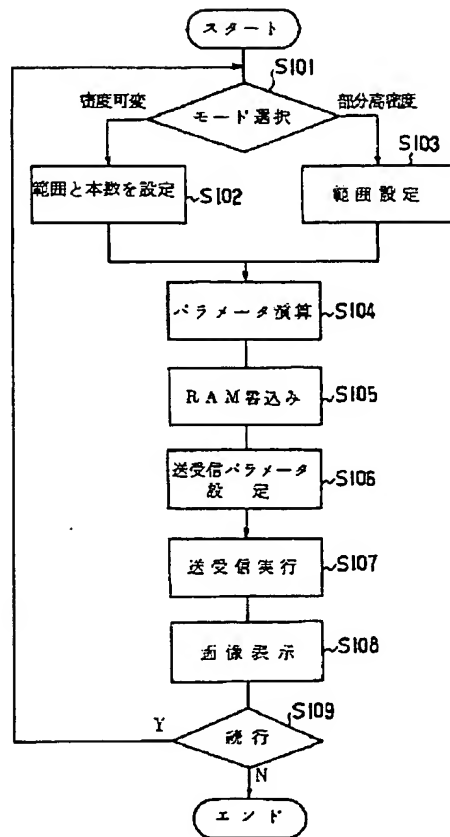
【图4】



【図5】



【図6】



【图 7】

